



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107913084 A

(43)申请公布日 2018.04.17

(21)申请号 201711238272.5

A61H 15/00(2006.01)

(22)申请日 2017.11.30

G06K 9/62(2006.01)

(71)申请人 青岛市中心医院

G06T 11/00(2006.01)

地址 266042 山东省青岛市市北区四流南路127号

A61B 5/00(2006.01)

(72)发明人 王志伟 徐飞 赵白云 王小艳 厉建田

(74)专利代理机构 北京科亿知识产权代理事务所(普通合伙) 11350

代理人 汤东风

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61N 7/00(2006.01)

A61N 2/02(2006.01)

A61B 7/04(2006.01)

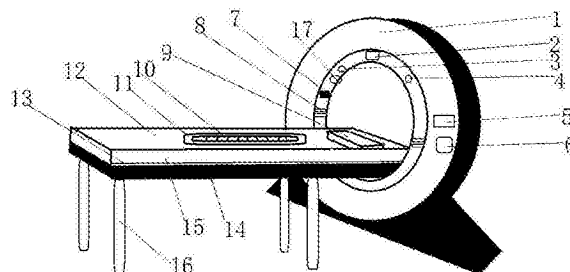
权利要求书5页 说明书11页 附图1页

## (54)发明名称

一种多功能胃肠外科检查治疗仪

## (57)摘要

本发明属于医疗设备领域,公开了一种多功能胃肠外科检查治疗仪,设置有:治疗仪环体、检查治疗盘、摄像头、听诊器、控制器、CPU-Z处理器、距离传感器、超声波治疗仪、头枕、小型按摩球、磁疗圈、床面、导轨、床体、床垫、床体支架;治疗仪环体放置于地面上,检查治疗盘嵌装于所述治疗仪环体内侧顶部位置;摄像头嵌装于所述治疗仪环体内侧顶部靠左位置;听诊器嵌装于所述治疗仪环体内侧顶部靠左位置等。本发明利用控制器控制直线电机在滑轨表面前后移动,能够人工控制检查治疗盘自动到达患处进行诊疗,利用超声波检查仪进行检查,大大减小了患者的痛楚,本发明治疗效果较好,达到了检测和治疗一体的目的,非常值得推广使用。



1. 一种多功能胃肠外科检查治疗仪,其特征在于,所述多功能胃肠外科检查治疗仪包括:

超声波检查仪,与控制器连接,用于激发超声波,对检查对象的患处进行超声波探测,并将探测信息反馈给控制器;

超声波治疗仪,与控制器连接,用于执行控制器的指令信息,对检查对象的患处激发超声波;

磁疗圈,与控制器连接,用于接收控制器的指令信息,对检查对象的患处激发磁场;

摄像头,与控制器连接,用于捕获检查对象的图像信息;

听诊器,与控制器连接,用于捕获检查对象的生命体征信息;

控制器,用于控制检查治疗盘自动到达检查对象的患处;并对超声波检查仪反馈的信息进行对比分析和处理,向超声波治疗仪发出治疗指令;同时对摄像头、听诊器传输的信息进行处理后,与超声波治疗仪、磁疗圈的执行指令进行比较,进一步优化超声波治疗仪、磁疗圈的运行频率或强度。

2. 如权利要求1所述的多功能胃肠外科检查治疗仪,其特征在于,所述多功能胃肠外科检查治疗仪还包括:

治疗仪环体、CPU-Z处理器、距离传感器、头枕、小型按摩球、床面、导轨、床体、床垫、床体支架;

所述治疗仪环体放置于地面上,所述检查治疗盘嵌装于所述治疗仪环体内侧顶部位置;所述摄像头嵌装于所述治疗仪环体内侧顶部靠左位置;所述听诊器嵌装于所述治疗仪环体内侧顶部靠左位置;

所述控制器嵌装于所述治疗仪环体外侧表面,并与所述治疗仪环体外表面相平;所述CPU-Z处理器嵌装于所述治疗仪环体外侧表面,并位于所述控制器下侧;所述距离传感器嵌装于所述治疗仪环体内侧表面靠左位置;

所述超声波治疗仪嵌装于所述治疗仪环体内侧并位于所述距离传感器下方;所述头枕放置于所述床垫上表面;所述磁疗圈缝制于所述床垫上表面;

所述小型按摩球粘接于所述磁疗圈内部;所述导轨通过螺丝安装于所述床体上表面;所述床垫放置于所述导轨上;所述床体通过床体支架放置于地面上;

所述超声波检查仪镶嵌在治疗仪环体内圈。

3. 如权利要求1所述的多功能胃肠外科检查治疗仪,其特征在于,所述多功能胃肠外科检查治疗仪通过导线连接外部电源。

4. 如权利要求1所述的多功能胃肠外科检查治疗仪,其特征在于,所述控制器通过导线连接于反转电机,通过电机来连接于所述导轨。

5. 如权利要求1所述的多功能胃肠外科检查治疗仪,其特征在于,所述床垫通过导轨滑动。

6. 如权利要求1所述的多功能胃肠外科检查治疗仪,其特征在于,所述多功能胃肠外科检查治疗仪外部通过导线连接于外显示器。

7. 如权利要求1所述的多功能胃肠外科检查治疗仪,其特征在于,超声波检查仪内置有用于激发超声波的超声波发射模块;

与超声波发射模块连接,用于对探测的检查对象的患处的图像信息进行分析处理的解

析模块；

所述解析模块的解析方法包括：

消除图形中的奇化部分；建立两图形的数学模型，由描述图形的完备向量组建立与图形对应的特征矩阵，计算出相邻两边的夹角；计算两图形间的最近距离；对计算结果的增强性处理；

最后结合机器学习和图像数据处理方法建立检查对象的患处指标的超声波谱预测模型。

8. 如权利要求7所述的多功能胃肠外科检查治疗仪，其特征在于，

所述建立的数学模型用多边形的边长和邻角按逆时针构造一个向量 $S_i$ 表示多边形：

$$S_1 = (l_1, \alpha_1, l_2, \alpha_2 \cdots l_{N-1}, \alpha_{N-1}, l_N, \alpha_N) ;$$

$S_1$ 和该多边形有一一映射关系，其表示与边角初始顺序无关；

所述完备向量组，按逆时针方向，有 $2N$ 个向量 $S_1, S_2 \cdots S_{2N-1}, S_{2N}$ 和多边形均有一一映射关系，构成了该多边形的一个完备向量组，表示如下：

$$S_1 = (l_1, \alpha_1, l_2, \alpha_2 \cdots l_{N-1}, \alpha_{N-1}, l_N, \alpha_N) ;$$

$$S_2 = (\alpha_1, l_2, \alpha_2 \cdots l_{N-1}, \alpha_{N-1}, l_N, \alpha_N, l_1) ;$$

.....

$$S_{2N-1} = (l_N, \alpha_N, l_1, \alpha_1, l_2, \alpha_2 \cdots l_{N-1}, \alpha_{N-1}) ;$$

$$S_{2N} = (\alpha_N, l_1, \alpha_1, l_2, \alpha_2 \cdots l_{N-1}, \alpha_{N-1}, l_N) ;$$

用矩阵 $S_E$ 表示完备向量，并定义 $S_E$ 为该多边形的特征矩阵， $S_E$ 表示如下：

$$= \begin{bmatrix} l_1 & \alpha_1 & l_2 & \cdots & l_N & \alpha_N \\ \alpha_1 & l_2 & \alpha_2 & \cdots & \alpha_N & l_1 \\ l_2 & \alpha_2 & l_3 & \cdots & l_1 & \alpha_1 \\ \cdots & \cdots & \cdots & \cdots & \cdots & \cdots \\ l_N & \alpha_N & l_1 & \cdots & l_{N-1} & \alpha_{N-1} \\ \alpha_N & l_1 & \alpha_1 & \cdots & \alpha_{N-1} & l_N \end{bmatrix}$$

$$S_E = [S_1^T \ S_2^T \ \cdots \ S_{2N-1}^T \ S_{2N}^T] ;$$

所述图形中源图形和目标图形作预处理包括：

根据图形最小包容矩形长宽比设置适当域值，进行过滤；

根据源图形中各边长与周长比的最小值设置域值，去除目标图形中的奇化部分；

对目标图形边数作化简处理，使和源图形具有相同边数；

获取源图形和目标图形特征矩阵中最相似向量的欧式距离和最大相和系数具体包括：

首先，按逆时针方向分别建立源图形P和目标图形Q的特征矩阵 $P_E$ 和 $Q_E$ ：

$$P_E = [P_1^T \ P_2^T \ \cdots \ P_{2N-1}^T \ P_{2N}^T] ;$$

$$Q_E = [Q_1^T \ Q_2^T \ \cdots \ Q_{2N-1}^T \ Q_{2N}^T] ;$$

欧式距离公式 $d(x, y)$ 和夹角余弦公式 $\text{sim}(x, y)$ 如下：

$$d(x, y) = \sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - y_i)^2}$$

$$Sim(x, y) = \frac{\sum_{i=1}^n x_i \cdot y_i}{\left( \sum_{i=1}^n x_i^2 \cdot \sum_{i=1}^n y_i^2 \right)}$$

以d(x, y)和为sim(x, y)基础,重新定义两个矩阵D和S,使:

$$S = \begin{bmatrix} Sim(P_1, Q_1) & Sim(P_1, Q_2) & \cdots & Sim(P_1, Q_N) \\ Sim(P_2, Q_1) & Sim(P_2, Q_2) & \cdots & Sim(P_2, Q_N) \\ \cdots & \cdots & \cdots & \cdots \\ Sim(P_N, Q_1) & Sim(P_N, Q_2) & \cdots & Sim(P_N, Q_N) \end{bmatrix};$$

求出D和S中的最小值;

分别令 $Eu_e = \min \{D_{ij}\}, 1 \leq i \leq j = 2N; Sim_e = \max \{S_{ij}\}, 1 \leq i \leq j = 2N;$

然后再按顺序针方向构造图形P和Q的特征矩阵,重复上述计算方法,求出两特征矩阵中最完备向量间的最小值 $Eu_c$ 和 $Sim_c$ ;

最后令 $Eu = \min \{Eu_e, Eu_c\};$

$Sim = \min \{Sim_e, Sim_c\};$

$Eu$ 和 $Sim$ 即为P、Q两图形对应最相似向量的欧式距离和最大相和系数;

所述对计算结果的增强性处理包括:

对初始向量进行一次到多次变形,在用相邻边角序列构造初始向量的基础上,再添加图形的几何特征值,采用添加顺序的相邻边角比作为新的初始向量;将初始向量进行一次到多次非线性化处理,采用将初始向量进行开方处理;

对变形后的初始向量进行多次相似度计算,最后按加权平均取值,以欧式距离 $Eu$ 和相和系数 $Sim$ 的评定公式如下:

$$Eu(P, Q) = \sum_{i=1}^n k_i Eu_i;$$

$$Sim(P, Q) = \sum_{i=1}^n k_i Sim_i;$$

$$\sum_{i=1}^n k_i = 1;$$

上式中n为向量变形的次数, $k_i$ 为权重系数, $Eu_i$ 和 $Sim_i$ 为第i次变形后向量的欧式距离, $Eu(P, Q)$ 为欧式距离的评定, $n=4, k_i$ 取0.25。

9. 如权利要求7所述的多功能胃肠外科检查治疗仪,其特征在于,

所述超声波谱预测模型为采用偏最小二乘回归法建立的偏最小二乘回归模型;该偏最小二乘回归建模和预测方法包括:

1) 对超声波谱吸光度矩阵X和理化参照值矩阵Y进行特征分解:所述超声波谱吸光度矩阵X和理化参照值矩阵Y分别为:

$$X = TP + E,$$

$$Y = UQ + F;$$

其中,T为X的特征因子矩阵,U为Y的特征因子矩阵;P为X载荷矩阵,Q为Y载荷矩阵;E为X

的残差矩阵,  $F$ 为 $Y$ 的残差矩阵;

2) 建立特征因子矩阵 $T$ 和 $U$ 的多元线性回归模型, 如式(1)所示;

$$U = TB + E_d \quad (1);$$

其中,  $E_d$ 为误差矩阵,  $B$ 为回归系数矩阵,  $B$ 的求解如式(2)所示;

$$B = (T' T)^{-1} T' U \quad (2);$$

3) 对未知样本的预测公式如式(3)所示;

$$y = x (U' X)' B Q \quad (3);$$

其中,  $x$ 为未知样本的超声波谱,  $y$ 为未知样本的病变预测值;

超声波谱成像系统采集黑白图像以对采集到的样本超声波谱图像做黑白校正, 黑白校正公式为:

$$I = \frac{I_0 - I_b}{I_w - I_b};$$

其中,  $I$ 为黑白校正后的图像,  $I_0$ 为原始图像,  $I_w$ 为白板图像,  $I_b$ 为黑板图像。

10. 如权利要求7所述的多功能胃肠外科检查治疗仪, 其特征在于, 所述解析模块的解析方法进一步包括:

1) 超声波谱维数据提取, 异常样本检测与剔除, 样本集划分, 超声波谱预处理, 建模方法, 特征波段提取;

在从超声波谱数据中提取样本的超声波谱维数据时, 先选择一个感兴趣区域, 区域大小为5000像素, 计算感兴趣区域内各像素点超声波谱的平均值, 把该平均值看作该样本的超声波谱维数据; 按照同样的方式, 提取出各样本的超声波谱维数据存放在矩阵 $X$ 中; 矩阵 $X$ 的每一列代表一个波长点处的反射超声波谱值, 每一行代表一个样本;

2) 采用蒙特卡洛异常样本检测方法检测检查对象的患处的异常样本;

3) 校正集和测试集的选择;

4) 超声波谱预处理方法去除超声波谱信号中的噪声信号;

5) 采用竞争性自适应重加权算法提取特征波段建模。

采用蒙特卡洛异常样本检测方法检测冷鲜肉的异常样本具体步骤包括:

a) 将样本集总体作为校正集, 建立偏最小二乘回归模型或主成分回归模型, 依据RMSECV最小的原则确定建模回归模型的最佳主成分数;

b) 样本集划分, 采用蒙特卡洛方法, 从样本集总体中随机选取70%~90%的样本作为校正集, 剩余的样本作为测试集;

c) 采用步骤b) 所得校正集样本, 结合步骤a) 所得的最佳主成分数, 建立回归模型;

d) 采用步骤c) 所得模型对步骤b) 样本划分所得测试集进行预测, 进而求得测试集中各个样本的预测误差;

e) 重复执行步骤b) ~d)  $n$ 次;  $n$ 足够大, 使每个样本都能被多次选中作为预测集样本;

f) 经过 $n$ 次随机过程, 得到每个样本的若干个预测误差值, 进而得各样本预测误差的统计特征参数; 所述统计特征参数包括样本的均值和样本的标准差; 若第 $j$ 个样本的均值用 $m(j)$ 表示, 样本的标准差用 $s(j)$ 表示, 则有

$$m(j) = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k error(i),$$

$$s(j) = \sqrt{\frac{1}{k-1} \sum_{i=1}^k (\text{error}(i) - m(j))^2};$$

其中,  $k$  表示第  $j$  个样本被选作测试集的次数,  $\text{error}(i)$  表示第  $j$  个样本第  $i$  次被选作测试集时所得预测误差;

g) 依据各样本的统计特征参数确定各样本是否为异常样本; 首先以样本的均值为横坐标, 以样本的标准差为纵坐标, 绘制各样本的统计特征参数散点图; 然后根据实际情况选择样本合适的均值和标准差的界限值, 均值或标准差大于界限值的样本被判为异常样本。

## 一种多功能胃肠外科检查治疗仪

### 技术领域

[0001] 本发明属于医疗设备领域,尤其涉及一种多功能胃肠外科检查治疗仪。

### 背景技术

[0002] 目前的肠胃治疗主要采用胃肠外科护理检查治疗仪,由于胃肠外科病人患者体质的特殊性,使其不能很方便移动来配合医生的诊疗,且胃肠外科医生对术后给患者进行检查和治疗时,需要将检查装置人工移动到患处进行检查和治疗,这就需要人工对患者进行翻转或者对患处进行定位,并且检查的时候不能够起到治疗作用,不利于患者疾病的痊愈,并且给医生操作带来不便。

[0003] 对图形的认知与理解是医学获取信息并做出判断和反映的重要基础。其中,自动识别图形的相似性是实现提高认知效率和拓展智能化认知领域的重要技术之一。它广泛应用于医学技术、图形图像处理、模式识别领域,对我们的日常生活起着未知的深远影响。开发出一套图形相似度识别技术是十分必要的。随着计算机数字化和图形技术的日益发展,图形几何特征信息的数字化处理效率也得到了很大提高。合理、高效的算法和环境平台的支持,也使得研究具有充分的可行性。

[0004] 现有的图形相似度常用识别方法有概率统计算法、特征值的最小均方误差和几何外观特征必要条件的加权平均算法等。虽然取得了一定的效率,但也存在一些不足:算法的实现过程和图像分辨的匹配性不直观;算法复杂,导致数据处理量大,运行成本高;算法的平均性分析导致图形中重要几何特征的变化对整体相似度的影响,导致准确性和稳定性存在一定偏差。

[0005] 综上所述,现有技术存在的问题是:治疗器械功能单一,操作不便,并且检查时无法进行治疗,无法满足医生的需要;而且智能化程度低,获得的分析数据准确性差。

### 发明内容

[0006] 针对现有技术存在的问题,本发明提供了一种多功能胃肠外科检查治疗仪。

[0007] 本发明是这样实现的,一种多功能胃肠外科检查治疗仪设置有:

[0008] 超声波检查仪,与控制器连接,用于激发超声波,对检查对象的患处进行超声波探测,并将探测信息反馈给控制器;

[0009] 超声波治疗仪,与控制器连接,用于执行控制器的指令信息,对检查对象的患处激发超声波;

[0010] 磁疗圈,与控制器连接,用于接收控制器的指令信息,对检查对象的患处激发磁场;

[0011] 摄像头,与控制器连接,用于捕获检查对象的图像信息;

[0012] 听诊器,与控制器连接,用于捕获检查对象的生命体征信息;

[0013] 控制器,用于控制检查治疗盘自动到达检查对象的患处;并对超声波检查仪反馈的信息进行对比分析和处理,向超声波治疗仪发出治疗指令;同时对摄像头、听诊器传输的

信息进行处理后,与超声波治疗仪、磁疗圈的执行指令进行比较,进一步优化超声波治疗仪、磁疗圈的运行频率或强度。

[0014] 进一步,所述多功能胃肠外科检查治疗仪还设置有:

[0015] 治疗仪环体、CPU-Z处理器、距离传感器、超声波治疗仪、头枕、小型按摩球、床面、导轨、床体、床垫、床体支架;

[0016] 所述治疗仪环体放置于地面上,所述检查治疗盘嵌装于所述治疗仪环体内侧顶部位置;所述摄像头嵌装于所述治疗仪环体内侧顶部靠左位置;所述听诊器嵌装于所述治疗仪环体内侧顶部靠左位置;

[0017] 所述控制器嵌装于所述治疗仪环体外侧表面,并与所述治疗仪环体外表面相平;所述CPU-Z处理器嵌装于所述治疗仪环体外侧表面,并位于所述控制器下侧;所述距离传感器嵌装于所述治疗仪环体内侧表面靠左位置;

[0018] 所述超声波治疗仪嵌装于所述治疗仪环体内侧并位于所述距离传感器下方;所述头枕放置于所述床垫上表面;所述磁疗圈缝制于所述床垫上表面;

[0019] 所述小型按摩球粘接于所述磁疗圈内部。所述导轨通过螺丝安装于所述床体上表面;所述床垫放置于所述导轨上;所述床体通过床体支架放置于地面上。

[0020] 进一步,所述多功能胃肠外科检查治疗仪通过导线连接外部电源。

[0021] 进一步,所述控制器通过导线连接于反转电机,通过电机来连接于所述导轨。

[0022] 进一步,所述床垫可以通过导轨左右滑动。

[0023] 进一步,所述多功能胃肠外科检查治疗仪外部通过导线连接于外显示器。

[0024] 进一步,超声波检查仪内置有用于激发超声波的超声波发射模块;

[0025] 与超声波发射模块连接,用于对探测的检查对象的患处的图像信息进行分析处理的解析模块;

[0026] 所述解析模块的解析方法包括:

[0027] 消除图形中的奇化部分;建立两图形的数学模型,由描述图形的完备向量组建立与图形对应的特征矩阵,计算出相邻两边的夹角;计算两图形间的最近距离;对计算结果的增强性处理;

[0028] 最后结合机器学习和图像数据处理方法建立检查对象的患处指标的超声波谱预测模型。

[0029] 进一步,所述建立的数学模型用多边形的边长和邻角按逆时针构造一个向量 $S_1$ 表示多边形:

[0030]  $S_1 = (l_1, a_1, l_2, a_2 \cdots l_{N-1}, a_{N-1}, l_N, a_N)$ ;

[0031]  $S_1$ 和该多边形有一一映射关系,其表示与边角初始顺序无关;

[0032] 所述完备向量组,按逆时针方向,有 $2N$ 个向量 $S_1, S_2 \cdots S_{2N-1}, S_{2N}$ 和多边形均有一一映射关系,构成了该多边形的一个完备向量组,表示如下:

[0033]  $S_1 = (l_1, a_1, l_2, a_2 \cdots l_{N-1}, a_{N-1}, l_N, a_N)$ ;

[0034]  $S_2 = (a_1, l_2, a_2 \cdots l_{N-1}, a_{N-1}, l_N, a_N, l_1)$ ;

[0035] .....

[0036]  $S_{2N-1} = (l_N, a_N, l_1, a_1, l_2, a_2 \cdots l_{N-1}, a_{N-1})$ ;

[0037]  $S_{2N} = (a_N, l_1, a_1, l_2, a_2 \cdots l_{N-1}, a_{N-1}, l_N)$ ;

[0038] 用矩阵 $S_E$ 表示完备向量,并定义 $S_E$ 为该多边形的特征矩阵, $S_E$ 表示如下:

$$[0039] \quad = \begin{bmatrix} l_1 & \alpha_1 & l_2 & \cdots & l_N & \alpha_N \\ \alpha_1 & l_2 & \alpha_2 & \cdots & \alpha_N & l_1 \\ l_2 & \alpha_2 & l_3 & \cdots & l_1 & \alpha_1 \\ \cdots & \cdots & \cdots & \cdots & \cdots & \cdots \\ l_N & \alpha_N & l_1 & \cdots & l_{N-1} & \alpha_{N-1} \\ \alpha_N & l_1 & \alpha_1 & \cdots & \alpha_{N-1} & l_N \end{bmatrix}$$

$$S_E = [S_1^T \ S_2^T \ \cdots \ S_{2N-1}^T \ S_{2N}^T];$$

[0040] 所述图形中源图形和目标图形作预处理包括:

[0041] 根据图形最小包容矩形长宽比设置适当域值,进行过滤;

[0042] 根据源图形中各边长与周长比的最小值设置域值,去除目标图形中的奇化部分;

[0043] 对目标图形边数作化简处理,使和源图形具有相同边数;

[0044] 获取源图形和目标图形特征矩阵中最相似向量的欧式距离和最大相和系数具体包括:

[0045] 首先,按逆时针方向分别建立源图形P和目标图形Q的特征矩阵 $P_E$ 和 $Q_E$ :

$$[0046] \quad P_E = [P_1^T \ P_2^T \ \cdots \ P_{2N-1}^T \ P_{2N}^T];$$

$$[0047] \quad Q_E = [Q_1^T \ Q_2^T \ \cdots \ Q_{2N-1}^T \ Q_{2N}^T];$$

[0048] 欧式距离公式 $d(x, y)$ 和夹角余弦公式 $\text{sim}(x, y)$ 如下:

$$[0049] \quad d(x, y) = \sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - y_i)^2}$$

$$[0050] \quad \text{Sim}(x, y) = \frac{\sum_{i=1}^n x_i \cdot y_i}{\left( \sum_{i=1}^n x_i^2 \cdot \sum_{i=1}^n y_i^2 \right)}$$

[0051] 以 $d(x, y)$ 和 $\text{sim}(x, y)$ 为基础,重新定义两个矩阵D和S,使:

$$[0052] \quad S = \begin{bmatrix} \text{Sim}(P_1, Q_1) & \text{Sim}(P_1, Q_2) & \cdots & \text{Sim}(P_1, Q_N) \\ \text{Sim}(P_2, Q_1) & \text{Sim}(P_2, Q_2) & \cdots & \text{Sim}(P_2, Q_N) \\ \cdots & \cdots & \cdots & \cdots \\ \text{Sim}(P_N, Q_1) & \text{Sim}(P_N, Q_2) & \cdots & \text{Sim}(P_N, Q_N) \end{bmatrix};$$

[0053] 求出D和S中的最小值;

[0054] 分别令 $E_{ue} = \min \{D_{ij}\}, 1 \leq i \leq j = 2N; S_{ie} = \max \{S_{ij}\}, 1 \leq i \leq j = 2N;$

[0055] 然后再按顺序针方向构造图形P和Q的特征矩阵,重复上述计算方法,求出两特征矩阵中最完备向量间的最小值 $E_{uc}$ 和 $S_{ic}$ ;

[0056] 最后令 $E_u = \min \{E_{ue}, E_{uc}\};$

[0057]  $\text{Sim} = \min \{S_{ie}, S_{ic}\};$

[0058]  $E_u$ 和 $\text{Sim}$ 即为P、Q两图形对应最相似向量的欧式距离和最大相和系数;

[0059] 所述对计算结果的增强性处理包括:

[0060] 对初始向量进行一次到多次变形,在用相邻边角序列构造初始向量的基础上,再添加图形的几何特征值,采用添加顺序的相邻边角比作为新的初始向量;将初始向量进行一次到多次非线性化处理,采用将初始向量进行开方处理;

[0061] 对变形后的初始向量进行多次相似度计算,最后按加权平均取值,以欧式距离Eu和相和系数Sim的评定公式如下:

$$[0062] \quad Eu(P, Q) = \sum_{i=1}^n k_i Eu_i ;$$

$$[0063] \quad Sim(P, Q) = \sum_{i=1}^n k_i Sim_i ;$$

$$[0064] \quad \sum_i^n k_i = 1 ;$$

[0065] 上式中n为向量变形的次数,  $k_i$ 为权重系数,  $Eu_i$ 和 $Sim_i$ 为第i次变形后向量的欧式距离,  $Eu(P, Q)$ 为欧式距离的评定,  $n=4$ ,  $k_i$ 取0.25。

[0066] 进一步,所述超声波谱预测模型为采用偏最小二乘回归法建立的偏最小二乘回归模型;该偏最小二乘回归建模和预测方法包括:

[0067] 1) 对超声波谱吸光度矩阵X和理化参照值矩阵Y进行特征分解:所述超声波谱吸光度矩阵X和理化参照值矩阵Y分别为:

$$[0068] \quad X = TP + E,$$

$$[0069] \quad Y = UQ + F;$$

[0070] 其中, T为X的特征因子矩阵, U为Y的特征因子矩阵; P为X载荷矩阵, Q为Y载荷矩阵; E为X的残差矩阵, F为Y的残差矩阵;

[0071] 2) 建立特征因子矩阵T和U的多元线性回归模型, 如式(1)所示:

$$[0072] \quad U = TB + E_d \quad (1);$$

[0073] 其中,  $E_d$ 为误差矩阵, B为回归系数矩阵, B的求解如式(2)所示:

$$[0074] \quad B = (T' T)^{-1} T' U \quad (2);$$

[0075] 3) 对未知样本的预测公式如式(3)所示:

$$[0076] \quad y = x (U' X)^{-1} B Q \quad (3);$$

[0077] 其中, x为未知样本的超声波谱, y为未知样本的病变预测值;

[0078] 超声波谱成像系统采集黑白图像以对采集到的样本超声波谱图像做黑白校正, 黑白校正公式为:

$$[0079] \quad I = \frac{I_0 - I_b}{I_w - I_b};$$

[0080] 其中, I为黑白校正后的图像,  $I_0$ 为原始图像,  $I_w$ 为白板图像,  $I_b$ 为黑板图像。

[0081] 进一步,所述解析模块的解析方法进一步包括:

[0082] 1) 超声波谱维数据提取, 异常样本检测与剔除, 样本集划分, 超声波谱预处理, 建模方法, 特征波段提取;

[0083] 在从超声波谱数据中提取样本的超声波谱维数据时, 先选择一个感兴趣区域, 区域大小为5000像素, 计算感兴趣区域内各像素点超声波谱的平均值, 把该平均值看作该样

本的超声波谱维数据;按照同样的方式,提取出各样本的超声波谱维数据存放在矩阵X中;矩阵X的每一列代表一个波长点处的反射超声波谱值,每一行代表一个样本;

[0084] 2) 采用蒙特卡洛异常样本检测方法检测检查对象的患处的异常样本;

[0085] 3) 校正集和测试集的选择;

[0086] 4) 超声波谱预处理方法去除超声波谱信号中的噪声信号;

[0087] 5) 采用竞争性自适应重加权算法提取特征波段建模。

[0088] 采用蒙特卡洛异常样本检测方法检测冷鲜肉的异常样本具体步骤包括:

[0089] a) 将样本集总体作为校正集,建立偏最小二乘回归模型或主成分回归模型,依据RMSECV最小的原则确定建模回归模型的最佳主成分数;

[0090] b) 样本集划分,采用蒙特卡洛方法,从样本集总体中随机选取70%~90%的样本作为校正集,剩余的样本作为测试集;

[0091] c) 采用步骤b) 所得校正集样本,结合步骤a) 所得的最佳主成分数,建立回归模型;

[0092] d) 采用步骤c) 所得模型对步骤b) 样本划分所得测试集进行预测,进而求得测试集中各个样本的预测误差;

[0093] e) 重复执行步骤b) ~d) n次;n足够大,使每个样本都能被多次选中作为预测集样本;

[0094] f) 经过n次随机过程,得到每个样本的若干个预测误差值,进而得各样本预测误差的统计特征参数;所述统计特征参数包括样本的均值和样本的标准差;若第j个样本的均值用 $m(j)$ 表示,样本的标准差用 $s(j)$ 表示,则有

$$[0095] \quad m(j) = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k error(i) ,$$

$$[0096] \quad s(j) = \sqrt{\frac{1}{k-1} \sum_{i=1}^k (error(i) - m(j))^2} ;$$

[0097] 其中,k表示第j个样本被选作测试集的次数,error(i)表示第j个样本第i次被选作测试集时所得预测误差;

[0098] g) 依据各样本的统计特征参数确定各样本是否为异常样本;首先以样本的均值为横坐标,以样本的标准差为纵坐标,绘制各样本的统计特征参数散点图;然后根据实际情况选择样本合适的均值和标准差的界限值,均值或标准差大于界限值的样本被判为异常样本。

[0099] 本发明利用控制器控制直线电机在滑轨表面前后移动,能够人工控制检查治疗盘自动到达患处进行诊疗,利用超声波检查仪进行检查,大大减小了患者的痛楚,利用超声波治疗仪进行治疗,并且利用磁疗圈进行磁疗辅助治疗,治疗效果较好并且采用摄像头和听诊器配合进行检查,检查全面,利用超声波治疗仪进行治疗,并且通过磁疗配合治疗,治疗效果较好,达到了检测和治疗一体的目的,非常值得推广使用。

[0100] 超声波检查仪提高了对图形相似度的视觉分辨效果,尤其对人工不易分辨高相似度图形的难点有很大帮助;图形检测效果有较强的稳定性和可靠性;检测时间短,运行高效,实施效果成本低。本发明仅对图形的边进行查询,减少了数据处理量。本发明通过构造图形的特征矩阵,选取合适的判定准则,并对特征矩阵元素进行多次增强性非线性变换,用多数值、多标准的加权平均值建立相似度标准,达到了算法高效并具有较强的稳定性。

[0101] 采用蒙特卡洛方法剔除了异常样本,得到多个正常样本用于建模和测试。经过标准正态变量变换和归一化预处理后,建立全波段偏最小二乘回归模型,其交叉验证决定系数为0.9124,预测决定系数为0.8816,交叉验证均方根误差为1.5889,预测均方根误差为1.7719。采用竞争性自适应重加权算法提取特征波段后建立偏最小二乘回归模型,其交叉验证决定系数为0.9235,预测决定系数为0.9241,交叉验证均方根误差为1.4881,预测均方根误差为1.4982。

[0102] 本发明使用的超声波谱成像技术是新一代的光电无损检测技术,它既能采集被测对象的超声波谱信息,又能采集其图像信息,因此可同时检测被测对象的内部信息和外部信息。另外,超声波谱成像技术具有分辨率高、样本无需预处理、操作简便、非破坏性、测试重现性好等特点。因此,超声波谱成像技术可为医学图形快速检测提供一种新的强有力的检测方法。

[0103] 本发明采用蒙特卡洛算法剔除病变异常样本,采用CG算法划分患处样本集,采用CARS算法优选特征波段建立PLSR模型,模型达到很好的预测性能,其 $R_{cv}^2$ 为0.9235, $R_p^2$ 为0.9241,RMSECV为1.4881,RMSEP为1.4982。

## 附图说明

[0104] 图1是本发明实施例提供的多功能胃肠外科检查治疗仪结构示意图;

[0105] 图中:1、治疗仪环体;2、检查治疗盘;3、摄像头;4、听诊器;5、控制器;6、CPU-Z处理器;7、距离传感器;8、超声波治疗仪;9、头枕;10、小型按摩球;11、磁疗圈;12、床面;13、导轨;14、床体;15、床垫;16、床体支架;17、超声波检查仪。

## 具体实施方式

[0106] 为能进一步了解本发明的发明内容、特点及功效,兹例举以下实施例,并结合附图详细说明如下。

[0107] 下面结合附图对本发明的结构作详细的描述。

[0108] 如图1所示,本发明实施例所述的多功能胃肠外科检查治疗仪包括:治疗仪环体1、检查治疗盘2、摄像头3、听诊器4、控制器5、CPU-Z处理器6、距离传感器7、超声波治疗仪8、头枕9、小型按摩球10、磁疗圈11、床面12、导轨13、床体14、床垫15、床体支架16。

[0109] 超声波检查仪17,与控制器连接,用于激发超声波,对检查对象的患处进行超声波探测,并将探测信息反馈给控制器;

[0110] 超声波治疗仪8,与控制器连接,用于执行控制器的指令信息,对检查对象的患处激发超声波;

[0111] 磁疗圈11,与控制器连接,用于接收控制器的指令信息,对检查对象的患处激发磁场;

[0112] 摄像头3,与控制器连接,用于捕获检查对象的图像信息;

[0113] 听诊器4,与控制器连接,用于捕获检查对象的生命体征信息;

[0114] 控制器5,用于控制检查治疗盘2自动到达检查对象的患处;并对超声波检查仪反馈的信息进行对比分析和处理,向超声波治疗仪发出治疗指令;同时对摄像头、听诊器传输的信息进行处理后,与超声波治疗仪、磁疗圈的执行指令进行比较,进一步优化超声波治疗

仪、磁疗圈的运行频率或强度。

[0115] 所述超声波检查仪17镶嵌在治疗仪环体1内圈。

[0116] 所述治疗仪环体1放置于地面上,所述检查治疗盘2嵌装于所述治疗仪环体1内侧顶部位置;所述摄像头3嵌装于所述治疗仪环体1内侧顶部靠左位置;所述听诊器4嵌装于所述治疗仪环体1内侧顶部靠左位置;

[0117] 所述控制器5嵌装于所述治疗仪环体1外侧表面,并与所述治疗仪环体1外表面相平;所述CPU-Z处理器6嵌装于所述治疗仪环体1外侧表面,并位于所述控制器5下侧;所述距离传感器7嵌装于所述治疗仪环体1内侧表面靠左位置;

[0118] 所述超声波治疗仪8嵌装于所述治疗仪环体1内侧并位于所述距离传感器7下方;所述头枕9放置于所述床垫15上表面;所述磁疗圈11缝制于所述床垫15上表面;

[0119] 所述小型按摩球10粘接于所述磁疗圈11内部。所述导轨13通过螺丝安装于所述床体14上表面;所述床垫15放置于所述导轨13上;所述床体14通过床体支架16放置于地面上。

[0120] 所述多功能胃肠外科检查治疗仪通过导线连接外部电源。

[0121] 所述控制器通过导线连接于反转电机,通过电机来连接于所述导轨。

[0122] 所述床垫可以通过导轨左右滑动。

[0123] 所述多功能胃肠外科检查治疗仪外部通过导线连接于外显示器。

[0124] 本发明在使用时,首先需要接通外部电源,通过控制器5来控制反转电机进而控制床垫15在导轨上滑动,从而实现将病人的待检查治疗的部位到达治疗仪环体1正下方位置,通过听诊器4和摄像头3来对病人进行初步检查,通过检查治疗盘5以及超声波治疗仪对病人进行进一步检查和治疗,通过床垫15上设置的磁疗圈11以及小型按摩球12来对病人进行磁疗和按摩,来减轻病人的病痛。

[0125] 本发明利用控制器控制反转电机在滑轨表面前后移动,能够人工控制检查治疗盘自动到达患处进行诊疗,利用超声波检查仪进行检查,大大减小了患者的痛楚,利用超声波治疗仪进行治疗,并且利用磁疗圈进行磁疗辅助治疗,治疗效果较好并且采用摄像头和听诊器配合进行检查,检查全面,利用超声波治疗仪进行治疗,并且通过磁疗配合治疗,治疗效果较好,达到了检测和治疗一体的目的,非常值得推广使用。

[0126] 下面结合具体分析对本发明作进一步描述。

[0127] 超声波检查仪内置有用于激发超声波的超声波发射模块;

[0128] 与超声波发射模块连接,用于对探测的检查对象的患处的图像信息进行分析处理的解析模块;

[0129] 所述解析模块的解析方法包括:

[0130] 消除图形中的奇化部分;建立两图形的数学模型,由描述图形的完备向量组建立与图形对应的特征矩阵,计算出相邻两边的夹角;计算两图形间的最近距离;对计算结果的增强性处理;

[0131] 最后结合机器学习和图像数据处理方法建立检查对象的患处指标的超声波谱预测模型。

[0132] 所述建立的数学模型用多边形的边长和邻角按逆时针构造一个向量 $S_1$ 表示多边形:

[0133]  $S_1 = (l_1, \alpha_1, l_2, \alpha_2 \cdots l_{N-1}, \alpha_{N-1}, l_N, \alpha_N)$ ;

[0134]  $S_1$ 和该多边形有一一映射关系,其表示与边角初始顺序无关;

[0135] 所述完备向量组,按逆时针方向,有 $2N$ 个向量 $S_1, S_2, \dots, S_{2N-1}, S_{2N}$ 和多边形均有一一映射关系,构成了该多边形的一个完备向量组,表示如下:

$$[0136] \quad S_1 = (l_1, \alpha_1, l_2, \alpha_2, \dots, l_{N-1}, \alpha_{N-1}, l_N, \alpha_N);$$

$$[0137] \quad S_2 = (\alpha_1, l_2, \alpha_2, \dots, l_{N-1}, \alpha_{N-1}, l_N, \alpha_N, l_1);$$

[0138]  $\dots\dots$

$$[0139] \quad S_{2N-1} = (l_N, \alpha_N, l_1, \alpha_1, l_2, \alpha_2, \dots, l_{N-1}, \alpha_{N-1});$$

$$[0140] \quad S_{2N} = (\alpha_N, l_1, \alpha_1, l_2, \alpha_2, \dots, l_{N-1}, \alpha_{N-1}, l_N);$$

[0141] 用矩阵 $S_E$ 表示完备向量,并定义 $S_E$ 为该多边形的特征矩阵, $S_E$ 表示如下:

$$[0142] \quad = \begin{bmatrix} l_1 & \alpha_1 & l_2 & \dots & l_N & \alpha_N \\ \alpha_1 & l_2 & \alpha_2 & \dots & \alpha_N & l_1 \\ l_2 & \alpha_2 & l_3 & \dots & l_1 & \alpha_1 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ l_N & \alpha_N & l_1 & \dots & l_{N-1} & \alpha_{N-1} \\ \alpha_N & l_1 & \alpha_1 & \dots & \alpha_{N-1} & l_N \end{bmatrix}$$

$$S_E = [S_1^T \ S_2^T \ \dots \ S_{2N-1}^T \ S_{2N}^T];$$

[0143] 所述图形中源图形和目标图形作预处理包括:

[0144] 根据图形最小包容矩形长宽比设置适当域值,进行过滤;

[0145] 根据源图形中各边长与周长比的最小值设置域值,去除目标图形中的奇化部分;

[0146] 对目标图形边数作化简处理,使和源图形具有相同边数;

[0147] 获取源图形和目标图形特征矩阵中最相似向量的欧式距离和最大相和系数具体包括:

[0148] 首先,按逆时针方向分别建立源图形 $P$ 和目标图形 $Q$ 的特征矩阵 $P_E$ 和 $Q_E$ :

$$[0149] \quad P_E = [P_1^T \ P_2^T \ \dots \ P_{2N-1}^T \ P_{2N}^T];$$

$$[0150] \quad Q_E = [Q_1^T \ Q_2^T \ \dots \ Q_{2N-1}^T \ Q_{2N}^T];$$

[0151] 欧式距离公式 $d(x, y)$ 和夹角余弦公式 $\text{sim}(x, y)$ 如下:

$$[0152] \quad d(x, y) = \sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - y_i)^2}$$

$$[0153] \quad \text{Sim}(x, y) = \frac{\sum_{i=1}^n x_i \cdot y_i}{\left( \sum_{i=1}^n x_i^2 \cdot \sum_{i=1}^n y_i^2 \right)}$$

[0154] 以 $d(x, y)$ 和 $\text{sim}(x, y)$ 为基础,重新定义两个矩阵 $D$ 和 $S$ ,使:

$$[0155] \quad S = \begin{bmatrix} \text{Sim}(P_1, Q_1) & \text{Sim}(P_1, Q_2) & \dots & \text{Sim}(P_1, Q_N) \\ \text{Sim}(P_2, Q_1) & \text{Sim}(P_2, Q_2) & \dots & \text{Sim}(P_2, Q_N) \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ \text{Sim}(P_N, Q_1) & \text{Sim}(P_N, Q_2) & \dots & \text{Sim}(P_N, Q_N) \end{bmatrix};$$

[0156] 求出D和S中的最小值;

[0157] 分别令 $Eu_e = \min \{D_{ij}\}$ ,  $1 \leq i \leq j = 2N$ ;  $Sim_e = \max \{S_{ij}\}$ ,  $1 \leq i \leq j = 2N$ ;

[0158] 然后再按顺序针方向构造图形P和Q的特征矩阵,重复上述计算方法,求出两特征矩阵中最完备向量间的最小值 $Eu_c$ 和 $Sim_c$ ;

[0159] 最后令 $Eu = \min \{Eu_e, Eu_c\}$ ;

[0160]  $Sim = \min \{Sim_e, Sim_c\}$ ;

[0161]  $Eu$ 和 $Sim$ 即为P、Q两图形对应最相似向量的欧式距离和最大相和系数;

[0162] 所述对计算结果的增强性处理包括:

[0163] 对初始向量进行一次到多次变形,在用相邻边角序列构造初始向量的基础上,再添加图形的几何特征值,采用添加顺序的相邻边角比作为新的初始向量;将初始向量进行一次到多次非线性化处理,采用将初始向量进行开方处理;

[0164] 对变形后的初始向量进行多次相似度计算,最后按加权平均取值,以欧式距离 $Eu$ 和相和系数 $Sim$ 的评定公式如下:

$$[0165] \quad Eu(P, Q) = \sum_{i=1}^n k_i Eu_i ;$$

$$[0166] \quad Sim(P, Q) = \sum_{i=1}^n k_i Sim_i ;$$

$$[0167] \quad \sum_{i=1}^n k_i = 1 ;$$

[0168] 上式中 $n$ 为向量变形的次数, $k_i$ 为权重系数, $Eu_i$ 和 $Sim_i$ 为第 $i$ 次变形后向量的欧式距离, $Eu(P, Q)$ 为欧式距离的评定, $n=4$ , $k_i$ 取0.25。

[0169] 所述超声波谱预测模型为采用偏最小二乘回归法建立的偏最小二乘回归模型;该偏最小二乘回归建模和预测方法包括:

[0170] 1) 对超声波谱吸光度矩阵 $X$ 和理化参照值矩阵 $Y$ 进行特征分解:所述超声波谱吸光度矩阵 $X$ 和理化参照值矩阵 $Y$ 分别为:

$$[0171] \quad X = TP + E,$$

$$[0172] \quad Y = UQ + F;$$

[0173] 其中, $T$ 为 $X$ 的特征因子矩阵, $U$ 为 $Y$ 的特征因子矩阵; $P$ 为 $X$ 载荷矩阵, $Q$ 为 $Y$ 载荷矩阵; $E$ 为 $X$ 的残差矩阵, $F$ 为 $Y$ 的残差矩阵;

[0174] 2) 建立特征因子矩阵 $T$ 和 $U$ 的多元线性回归模型,如式(1)所示;

$$[0175] \quad U = TB + E_d \quad (1);$$

[0176] 其中, $E_d$ 为误差矩阵, $B$ 为回归系数矩阵, $B$ 的求解如式(2)所示;

$$[0177] \quad B = (T' T)^{-1} T' U \quad (2);$$

[0178] 3) 对未知样本的预测公式如式(3)所示;

$$[0179] \quad y = x (U' X)' B Q \quad (3);$$

[0180] 其中, $x$ 为未知样本的超声波谱, $y$ 为未知样本的病变预测值;

[0181] 超声波谱成像系统采集黑白图像以对采集到的样本超声波谱图像做黑白校正,黑白校正公式为:

$$[0182] \quad I = \frac{I_0 - I_b}{I_w - I_b};$$

[0183] 其中,  $I$  为黑白校正后的图像,  $I_0$  为原始图像,  $I_w$  为白板图像,  $I_b$  为黑板图像。

[0184] 进一步, 所述解析模块的解析方法进一步包括:

[0185] 1) 超声波谱维数据提取, 异常样本检测与剔除, 样本集划分, 超声波谱预处理, 建模方法, 特征波段提取;

[0186] 在从超声波谱数据中提取样本的超声波谱维数据时, 先选择一个感兴趣区域, 区域大小为5000像素, 计算感兴趣区域内各像素点超声波谱的平均值, 把该平均值看作该样本的超声波谱维数据; 按照同样的方式, 提取出各样本的超声波谱维数据存放在矩阵  $X$  中; 矩阵  $X$  的每一列代表一个波长点处的反射超声波谱值, 每一行代表一个样本;

[0187] 2) 采用蒙特卡洛异常样本检测方法检测检查对象的患处的异常样本;

[0188] 3) 校正集和测试集的选择;

[0189] 4) 超声波谱预处理方法去除超声波谱信号中的噪声信号;

[0190] 5) 采用竞争性自适应重加权算法提取特征波段建模。

[0191] 采用蒙特卡洛异常样本检测方法检测冷鲜肉的异常样本具体步骤包括:

[0192] a) 将样本集总体作为校正集, 建立偏最小二乘回归模型或主成分回归模型, 依据 RMSECV 最小的原则确定建模回归模型的最佳主成分数;

[0193] b) 样本集划分, 采用蒙特卡洛方法, 从样本集总体中随机选取 70%~90% 的样本作为校正集, 剩余的样本作为测试集;

[0194] c) 采用步骤 b) 所得校正集样本, 结合步骤 a) 所得的最佳主成分数, 建立回归模型;

[0195] d) 采用步骤 c) 所得模型对步骤 b) 样本划分所得测试集进行预测, 进而求得测试集中各个样本的预测误差;

[0196] e) 重复执行步骤 b)~d)  $n$  次;  $n$  足够大, 使每个样本都能被多次选中作为预测集样本;

[0197] f) 经过  $n$  次随机过程, 得到每个样本的若干个预测误差值, 进而得各样本预测误差的统计特征参数; 所述统计特征参数包括样本的均值和样本的标准差; 若第  $j$  个样本的均值用  $m(j)$  表示, 样本的标准差用  $s(j)$  表示, 则有

$$[0198] \quad m(j) = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k error(i),$$

$$[0199] \quad s(j) = \sqrt{\frac{1}{k-1} \sum_{i=1}^k (error(i) - m(j))^2};$$

[0200] 其中,  $k$  表示第  $j$  个样本被选作测试集的次数,  $error(i)$  表示第  $j$  个样本第  $i$  次被选作测试集时所得预测误差;

[0201] g) 依据各样本的统计特征参数确定各样本是否为异常样本; 首先以样本的均值为横坐标, 以样本的标准差为纵坐标, 绘制各样本的统计特征参数散点图; 然后根据实际情况选择样本合适的均值和标准差的界限值, 均值或标准差大于界限值的样本被判为异常样本。

[0202] 以上所述仅是对本发明的较佳实施例而已, 并非对本发明作任何形式上的限制, 凡是依据本发明的技术实质对以上实施例所做的任何简单修改, 等同变化与修饰, 均属于

本发明技术方案的范围内。

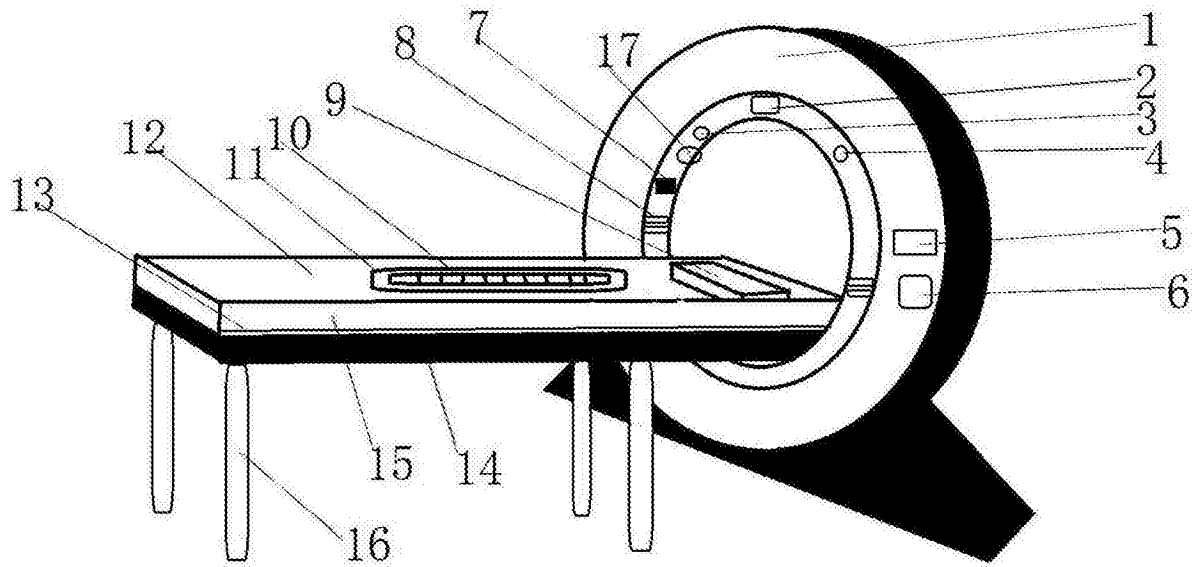


图1

专利名称(译)	一种多功能胃肠外科检查治疗仪		
公开(公告)号	<a href="#">CN107913084A</a>	公开(公告)日	2018-04-17
申请号	CN201711238272.5	申请日	2017-11-30
[标]申请(专利权)人(译)	青岛市中心医院		
申请(专利权)人(译)	青岛市中心医院		
当前申请(专利权)人(译)	青岛市中心医院		
[标]发明人	王志伟 徐飞 赵白云 王小艳 厉建田		
发明人	王志伟 徐飞 赵白云 王小艳 厉建田		
IPC分类号	A61B8/08 A61N7/00 A61N2/02 A61B7/04 A61H15/00 G06K9/62 G06T11/00 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0077 A61B7/04 A61B8/0833 A61B8/5215 A61H15/00 A61H2015/0042 A61N2/002 A61N2/02 A61N7/00 A61N2007/0004 G06K9/6215 G06T11/008 G06T2207/10132		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明属于医疗设备领域，公开了一种多功能胃肠外科检查治疗仪，设置有：治疗仪环体、检查治疗盘、摄像头、听诊器、控制器、CPU-Z处理器、距离传感器、超声波治疗仪、头枕、小型按摩球、磁疗圈、床面、导轨、床体、床垫、床体支架；治疗仪环体放置于地面上，检查治疗盘嵌装于所述治疗仪环体内侧顶部位置；摄像头嵌装于所述治疗仪环体内侧顶部靠左位置；听诊器嵌装于所述治疗仪环体内侧顶部靠左位置等。本发明利用控制器控制直线电机在滑轨表面前后移动，能够人工控制检查治疗盘自动到达患处进行诊疗，利用超声波检查仪进行检查，大大减小了患者的痛楚，本发明治疗效果较好，达到了检测和治疗一体的目的，非常值得推广使用。

